

UNIVERSITE DE GENEVE
Section de médecine dentaire

FACULTE DE MEDECINE
Professeur J.-N. NALLY

Département d'orthodontie
chirurgie et prothèse

Professeur-assistant J.-M. MEYER

**ÉTUDE COMPARATIVE SUR LA PRÉCISION RELATIVE
DE SIX MATÉRIAUX À EMPREINTE ÉLASTIQUES
UTILISÉS POUR LA CONFECTION DE BRIDGES COMPLETS**

THESE

présentée à la Faculté de médecine de l'Université de Genève
pour obtenir le grade de docteur en médecine dentaire

par

Jean-Pierre STAUFFER

de

Genève

Thèse N° 303

GENEVE
Editions Médecine et Hygiène

1973

UNIVERSITE DE GENEVE
Section de médecine dentaire

FACULTE DE MEDECINE
Professeur J.-N. NALLY

Département d'orthodontie
chirurgie et prothèse

Professeur-assistant J.-M. MEYER

**ÉTUDE COMPARATIVE SUR LA PRÉCISION RELATIVE
DE SIX MATÉRIAUX À EMPREINTE ÉLASTIQUES
UTILISÉS POUR LA CONFECTION DE BRIDGES COMPLETS**

THESE

présentée à la Faculté de médecine de l'Université de Genève
pour obtenir le grade de docteur en médecine dentaire

par

Jean-Pierre STAUFFER

de

Genève

Thèse N° 303

GENEVE
Editions Médecine et Hygiène
1973

La Faculté de médecine, sur le préavis du professeur Jean Noël Nally, autorise l'impression de la présente thèse, sans prétendre par là émettre d'opinion sur les propositions qui y sont énoncées.

Genève, le 1er juin 1973

Le doyen:
William Geisendorf

Thèse No 303



Nos plus vifs remerciements vont à toutes les personnes qui nous ont permis de mener à bien cette étude, et plus particulièrement:

— au professeur J.-N. Nally qui nous a dirigé et conseillé avec beaucoup de compétence et de bienveillance;

— au docteur J.-M. Meyer, professeur assistant, qui nous a fait bénéficier de sa très précieuse collaboration, en particulier dans l'analyse des résultats et dans leur mise en valeur statistique;

— à Messieurs Georges Revillet, Eugen Weber et Walter Aeberhard pour leur aide dans la réalisation de l'instrumentation;

— à Monisieur Peter Preisner, technicien pour dentistes et à Mademoiselle Margrit Poffet, assistante, pour leur aide au cours de la partie expérimentale;

— à Madame G. Brüllmann, secrétaire, et à Monsieur J. Métral, dessinateur, pour la mise au point du texte;

— et finalement: au professeur Luc Perrelet qui m'a incité à reprendre cette étude "oubliée" parmi les tracas journaliers d'un cabinet dentaire!

A LA MEMOIRE DE MES PARENTS

A MA FEMME

Etude comparative sur la précision relative de six matériaux à empreinte élastiques
utilisés pour la confection de bridges complets.

TABLE DES MATIERES

1.	<u>INTRODUCTION</u>
1.1.	GENERALITES
1.1.1.	Matériaux rigides
1.1.2.	Matériaux élastiques
1.1.3.	Méthodes de mesure
1.1.3.1.	Méthode directe
1.1.3.2.	Méthode indirecte
1.1.3.3.	Méthode de comparaison optique avec étalon
1.2.	MATERIAUX A EMPREINTE ELASTIQUES UTILISES POUR LA CONFECTION DE PROTHESES CONJOINTES IMPORTANTES
1.2.1.	Les hydrocolloïdes réversibles
1.2.2.	Les thiocaoutchoucs
1.2.3.	Les silicones
1.2.4.	Le caoutchouc polyéther
1.3.	BREVE ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE
1.3.1.	Hydrocolloïdes réversibles
1.3.2.	Thiocaoutchoucs
1.3.3.	Silicones
1.3.4.	Caoutchouc polyéther
2.	<u>RECHERCHES PERSONNELLES</u>
2.1.	BUT DU PRESENT TRAVAIL
2.2.	METHODES DE MESURES CHOISIES
2.3.	MATERIAUX UTILISES
2.4.	TECHNIQUES EXPERIMENTALES
2.4.1.	Instrumentation

- 2.4.1.1. "Master model "
 - 2.4.1.2. "Master bridge" (Etalon)
 - 2.4.1.3. Table de mesure
 - 2.4.2. Prise d'empreinte
 - 2.4.3. Coulée des modèles
 - 2.4.4. Mensurations
 - 2.4.5. Comparaison optique

 - 3. RESULTATS ET DISCUSSION

 - 3.1. RESULTATS

 - 3.1.1. Mensurations
 - 3.1.2. Interprétation vectorielle des mensurations
 - 3.1.3. Interprétation de la déformation et de la reproducti
bilité
 - 3.1.4. Méthode optique

 - 3.2. DISCUSSION

 - 3.2.1. Analyse des résultats
 - 3.2.2. Problèmes particuliers
 - 3.2.2.1. Température des essais
 - 3.2.2.2. Problème de la précision (fidélité dimensionnelle)

 - 4. RESUME ET CONCLUSIONS

 - 4.1. RESUME

 - 4.2. CONCLUSIONS

 - 5. BIBLIOGRAPHIE

 - 6. ANNEXES I ET II
-

Etude comparative sur la précision relative de six matériaux à empreinte élastiques
utilisés pour la confection de bridges complets.

1. INTRODUCTION

1.1. GENERALITES

La prise d'empreinte de préparations isolées ou de maxillaires partiellement ou totalement édentés représente une importante partie du travail d'un médecin-dentiste. Pratiquement, tous les travaux de prothèse conjointe ou adjointe dépendent d'une reproduction fidèle des dents et des maxillaires, rendue possible par la mise au point de matériaux à empreinte toujours plus précis. Il est bon, toutefois, de rappeler que la précision clinique contrôlable, soit à vue, soit à l'aide d'une sonde, reste relativement grossière puisque le pouvoir de résolution de l'oeil dans des conditions optimales se situe autour de 50 μ m (Nelson et collaborateurs (19)).

Parmi tous les matériaux à empreinte dont on dispose aujourd'hui, il est classique de distinguer les matériaux dits rigides des matériaux dits élastiques.

1.1.1. Matériaux rigides.

Les principaux sont le plâtre et les compositions thermoplastiques.

Devenant rigides et durs après leur prise, ces matériaux rendent nécessaire la fracture de l'empreinte lors du retrait, en présence de zones rétentives. Bien que leur précision satisfasse les exigences cliniques, ils sont de plus en plus abandonnés, quelquefois d'ailleurs à tort, dans les techniques modernes de construction de prothèse conjointe.

1.1.2. Matériaux élastiques.

Parmi eux, il faut distinguer deux grands groupes: les hydrocolloïdes réversibles et irréversibles et les élastomères de synthèse. Ces derniers doivent être subdivisés selon leur composition chimique en thiocaoutchoucs, silicones et caoutchouc polyéther.

Après leur "prise", tous ces matériaux sont élastiques. Ils présentent donc le grand avantage de pouvoir être retirés sans fracture des zones rétentives. Leur masse, après avoir glissé sur les parties les plus larges, reprend sa forme initiale (mémoire). Bien entendu, cette élasticité présente une limite. Hollenbach ⁽¹²⁾ admet qu'une constriction de 5 - 10 % peut être reproduite fidèlement avec les matériaux élastiques. Cette propriété a permis une évolution considérable des techniques de la prothèse conjointe.

Les hydrocolloïdes irréversibles (alginates), mis au point pendant la 2ème guerre mondiale, n'ont pas été pris en considération dans cette étude car leur précision et leur capacité de reproduction des détails sont insuffisantes pour les techniques testées dans l'élaboration de ce travail.

1.1.3. Méthodes de mesure.

Pour mesurer la précision des matériaux à empreintes, il existe trois catégories de méthodes.

1.1.3.1. Méthode directe.

On mesure les dimensions du matériau à empreinte lui-même. Des empreintes faites dans un moule en 2 parties et contenant des repères adéquats permettent de faire des mesures optiques (Pfannenstiel ⁽²⁰⁾, Schwindling ⁽²⁵⁾) et d'étudier ainsi la stabilité dimensionnelle de l'empreinte elle-même. D'autres auteurs, tels que Bachmann ⁽³⁾, ont utilisé la méthode micrométrique (moule à parois mobiles). Ces mesures peuvent être transcrites soit en valeur absolue, soit par comparaison avec un modèle de départ.

1.1.3.2. Méthode indirecte.

On ne mesure plus les dimensions du matériau d'empreinte lui-même, mais celles du modèle coulé dans l'empreinte correspondante. On parle ici de mensurations indirectes. Avec cette méthode, on peut également utiliser des valeurs absolues ou des valeurs comparatives par rapport au modèle de départ.

Cette deuxième méthode a l'avantage de mieux correspondre à la technique d'utilisation pratique des matériaux qui passe toujours par la coulée d'un modèle (par ex.: plâtre dur).

1.1.3.3. Méthode de comparaison optique avec étalon.

Dans cette méthode, on franchit un pas de plus. Sur le modèle de départ ("master model"), on réalise une coulée de précision; l'ajustage de cette dernière sera ensuite testé sur les différents modèles réalisés à partir des empreintes du modèle de départ.

Une comparaison optique entre modèles et étalon (accompagnée éventuellement de photographies), avec ou sans mensuration, permet de déterminer les modèles les plus fidèles. Cette méthode a le grand avantage d'être très proche de la réalité pratique.

1.2. MATERIAUX A EMPREINTE ELASTIQUES UTILISES POUR LA CONFECTION DE PROTHESES CONJOINTES IMPORTANTES.

En 1937, Sears ⁽²⁷⁾ aux Etats-Unis, décrit le premier l'utilisation d'un matériau élastique pour la confection de travaux de prothèse conjointe (hydrocolloïdes réversibles).

Les élastomères de synthèse n'ont fait leur apparition que dans les années 1950: les thiocaoutchoucs, tout d'abord, vers 1955, puis les silicones à partir de 1958, le caoutchouc polyéther enfin n'apparaissant qu'en 1969.

Les matériaux élastiques utilisés actuellement pour la confection de prothèses conjointes sont les suivants :

- hydrocolloïdes réversibles
- thiocaoutchoucs
- silicones
- caoutchouc polyéther.

1.2.1. Les hydrocolloïdes réversibles.

Il s'agit d'une substance présentant les caractères d'un colloïde et dont la base est constituée par l'agar-agar extrait d'une algue marine (algue rouge de la mer du Japon). Elle possède la propriété de former un gel par refroidissement et de retourner à l'état du sol par apport de calories. Ce matériau nécessite l'utilisation de différents bains-marie à température contrôlée et de porte-empreintes avec circulation d'eau froide pour accélérer la gélification des empreintes en bouche.

1.2.2. Les thiocaoutchoucs.

(thioplastes, thiokols ou mercaptans).

Composition (Nally (18))

<u>Substance de base</u> :	Polymercaptan	80 %
	Oxyde de zinc	5 %
	Sulfate de calcium	15 %
<u>Catalyseur</u> :	Peroxyde de plomb	77,5 %
	Soufre	3,5 %
	Huile de ricin	17 %
	Autres substances	2 %

Les molécules de mercaptan monomère de faible poids moléculaire, s'unissent par oxydation pour former de longues chaînes entrecroisées ayant les propriétés du caoutchouc.

Ces matériaux se présentent sous la forme de deux pâtes: l'une, la substance de base contenant le monomère (mercaptan) et l'autre l'agent de polymérisation (peroxyde de plomb). Ils existent en trois consistances: fluide, à injecter avec une seringue, moyenne

(travaux de prothèse adjointe), ou épaisse, pour charger le porte-
empreinte avec lequel on maintiendra la pâte injectée.

Ces matériaux nécessitent l'emploi d'un porte-empreinte individuel
en résine autopolymérisante.

1.2.3.

Les silicones.

Les silicones sont des élastomères formés par polymérisation de
polydiméthylsiloxane en présence de certains produits tels que
l'octoate d'étain (activateur) et le polyorthosilicate d'éthyle
(entrecroisement de chaînes).

Ils peuvent avoir des viscosités différentes selon leur poids
moléculaire (longueur de chaîne). C'est pour cette raison qu'ils
se présentent, en pratique, sous des formes variées allant du
système à deux pâtes, tel que nous l'avons décrit pour les thio-
caoutchoucs, à des masses très plastiques utilisées avec un
catalyseur liquide (empreinte avec anneaux en cuivre).

Les silicones ont l'avantage d'avoir une couleur et une odeur plus
agréables que les thiocaoutchoucs; ils polymérisent plus rapide-
ment en bouche. Ils supportent parfois mal un stockage prolongé.

1.2.4.

Le caoutchouc polyéther.

Il s'agit également d'un élastomère, récemment mis au point en
Allemagne fédérale, (Impregum, ESPE GmbH, Seefeld, Oberbayern),
mais qui diffère, par sa composition chimique, des thiocaoutchoucs
et des silicones. Il se présente sous la forme de deux pâtes, la
base et le catalyseur, que l'on mélange pour obtenir une masse
utilisable aussi bien pour l'injection à la seringue que pour
l'emploi dans un porte-empreinte. La base est constituée d'un
polyéther du type $\left[- (\text{CH}_2)_4 - \text{O} - (\text{CH}_2)_4 - \right]_n$ obtenu par déshydratation
d'un dialcool, le tétraméthylèneglycol $\text{CH}_2\text{OH} - \text{CH}_2\text{CH}_2\text{CH}_2\text{OH}$, et portant
à ses extrémités des groupes aziridine: $\begin{array}{c} \text{CH}_2 \\ \diagup \quad \diagdown \\ \text{CH}_2 \end{array} \text{N} - (\text{CH}_2)_4 \left[\text{O} - (\text{CH}_2)_4 \right]_n$
N $\begin{array}{c} \text{CH}_2 \\ \diagup \quad \diagdown \\ \text{CH}_2 \end{array}$. Sous l'action du catalyseur, un ester d'un acide

sulfonique, il se produit un entrecroisement des chaînes de polyéther par l'intermédiaire des groupes aziridine. Le matériau se transforme alors en une masse élastique qui conserve fidèlement l'empreinte des surfaces sur lesquelles il a été appliqué. Pour qu'il adhère au porte-empreinte, on doit enduire celui-ci d'un adhésif spécial. Les surfaces d'une empreinte prise avec ce matériau peuvent être métallisées par galvanoplastie comme peuvent l'être les empreintes prises avec les thiocaoutchoucs (argenture) ou les silicones (cuvrage).

1.3. BREVE ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE.

1.3.1. Hydrocolloïdes réversibles.

La première étude publiée sur les hydrocolloïdes réversibles par Sears ⁽²⁷⁾ en 1937 montre combien à cette époque ce matériau laissait encore à désirer, en raison notamment des difficultés rencontrées au cours de sa fabrication. D'autre part, Kern et Skinner ⁽¹⁶⁾ avaient démontré, en 1938 déjà, que ces empreintes devaient être coulées le plus vite possible après leur retrait de la bouche. La fabrication des hydrocolloïdes réversibles, suspendue du fait des hostilités et des difficultés d'approvisionnement en agar-agar qui en découlaient, fut reprise dès 1949, et leur qualité améliorée: James ⁽¹⁴⁾ en fit à cette époque une étude très complète et publia des courbes de contraction et de dilatation en fonction du degré d'humidité et démontra la grande exactitude dimensionnelle de ces matériaux.

Skinner et Hoblit ⁽²⁹⁾ préconisèrent de tremper ces empreintes dans une solution de sulfate de potassium à 4 % avant la coulée du modèle, essentiellement pour améliorer la surface du plâtre. Phillips et Ito ⁽²¹⁾, quant à eux, pensèrent qu'on pouvait avantageusement les conserver quelques minutes dans une atmosphère à 100 % d'humidité relative (hygrophore).

Dans un travail comparatif, Bassett, van der Heide et Smith ⁽⁵⁾ ont démontré qu'il convient de couler le plâtre dans les empreintes

en hydrocolloïde réversible dans les 15 minutes qui suivent la prise de l'empreinte, même si celles-ci sont immédiatement déposées dans un hygrophore (humidité 100 %). La séparation du modèle en plâtre dur de l'empreinte s'obtient le plus aisément après 45 à 60 minutes.

Ayers et col. ⁽²⁾ étudièrent la capacité de reproduction des détails de ce matériau et arrivèrent à la conclusion que les hydrocolloïdes réversibles ont une capacité de reproduction plus grande que les plâtres durs utilisés pour la coulée des empreintes.

1.3.2.

Thiocaoutchoucs.

Skinner et Cooper ⁽²⁸⁾ publièrent les premiers une étude complète sur les thiocaoutchoucs.

Ils démontrèrent que ces substances avaient une fidélité dimensionnelle comparable à celle des hydrocolloïdes réversibles. Leur plus grande résistance fut mise en évidence (possibilité de couler deux modèles dans la même empreinte), ainsi que leur bonne comptabilité avec le plâtre dur qui conserve une très bonne texture de surface lorsqu'il est coulé dans une empreinte de thiocaoutchouc. Ces auteurs ont également montré la nécessité d'utiliser un porte-empreinte rigide et d'enduire ses surfaces au moyen d'un adhésif constitué par une dissolution de caoutchouc.

Fairhurst et col. ⁽⁸⁾ ont observé que l'épaisseur de la couche du matériau devait être la plus uniforme possible (porte-empreinte individuel) et ne pas dépasser 2 - 3 mm. pour obtenir le meilleur résultat.

Ayer et col. ⁽²⁾ purent, comme pour les hydrocolloïdes réversibles, confirmer l'excellente capacité de reproduction de détails des thiocaoutchoucs qui est également supérieure à celle des plâtres durs utilisés pour la coulée des modèles.

Hollenbach ⁽¹²⁾ montra, dans une étude comparative, que la limite d'élasticité des thiocaoutchoucs et des silicones, c'est-à-dire le

possibilité pour ces matériaux de retrouver sans déformation permanente leur volume initial, était supérieure à celle des hydrocolloïdes réversibles: après passage d'un étranglement ils peuvent en effet supporter une constriction de 10 %, alors que la limite élastique des hydrocolloïdes réversibles ne leur permet de supporter qu'une constriction de 5 %. Il a également prouvé ⁽¹³⁾ que la précision des thiocaoutchoucs et des silicones était supérieure lorsque les tests étaient réalisés à la température de la bouche plutôt qu'à la température ambiante.

Schnell et Phillips ^(23 et 24), utilisant la méthode de comparaison optique avec un étalon, ont constaté que les thiocaoutchoucs répondaient aux exigences cliniques et que ce matériau était comparable aux meilleurs hydrocolloïdes réversibles en ce qui concerne sa fidélité de reproduction.

1.3.3.

Silicones.

Maclean ⁽¹⁷⁾ a observé que les silicones présentent une plus grande élasticité que les thiocaoutchoucs au moment du retrait de l'empreinte bien que leur temps de prise soit plus court.

Berger ⁽⁶⁾ montra que la fidélité de reproduction des silicones est égale à celle des thiocaoutchoucs, alors que leur résistance à la déchirure est plus élevée.

Gilmore, Schnell et Phillips ⁽⁹⁾ ont mis en évidence dans leur étude le fait que les silicones présentent d'une marque à l'autre des variations dans leur technique de manipulation et dans leur fidélité de reproduction plus élevées que dans les autres groupes de matériaux à empreintes élastiques.

1.3.4.

Caoutchouc polyéther.

Chong M.P. et Docking A.R. ⁽⁷⁾ ont montré que l'Impregum, comparé aux thiocaoutchoucs et aux silicones, se déforme moins au moment de

l'enlèvement de l'empreinte (déformation permanente) et que la précision qui en résulte est égale à celle des meilleurs silicones, alors que les thiocautchoucs se montrent un peu moins précis à ce point de vue.

En ce qui concerne la stabilité dimensionnelle dans le temps, l'Impregum a égalé le meilleur thiocautchouc, alors que les silicones semblent être sur ce point légèrement inférieurs. L'Impregum paraît donc réunir les meilleures qualités des deux autres catégories de matériaux.

Pfannenestiel ⁽²⁰⁾ arrive aux mêmes conclusions, faisant toutefois remarquer que pour conserver ces qualités, la proportion de l'accélérateur nécessaire au mélange ne doit pas être réduite de plus de 20 % dans le but de ralentir la prise du matériau et par là d'augmenter le temps d'utilisation.

Les recherches de Schwindling ⁽²⁵⁾ faites in vitro mais à une température de 36° C corroborent les résultats de Chong concernant la stabilité dimensionnelle dans le temps.

Cet auteur a démontré dans une autre étude ⁽²⁶⁾ que la contraction de prise de l'Impregum pouvait être annulée en chauffant l'empreinte à 33° C avant de la couler.

2.

RECHERCHES PERSONNELLES

2.1.

BUT DU PRESENT TRAVAIL

Si de nombreux auteurs se sont penchés sur l'étude de la précision des matériaux à empreinte élastique utilisés pour prendre l'empreinte d'une préparation isolée, personne n'a étudié le degré de précision de ces matériaux quand ils sont utilisés pour la prise d'empreinte de préparations intéressant une arcade complète. Aujourd'hui, un nombre de plus en plus grand de travaux de prothèse conjointe comportant des restaurations importantes (oral rehabilitation) sont exécutés

dans les cabinets dentaires; il a donc paru utile d'étudier le comportement de ces matériaux dans ces conditions particulières d'utilisation.

Il fallait, dans ce but, tester leur exactitude dimensionnelle dans des conditions de travail présentant des risques de distorsion beaucoup plus importants.

Dans une première partie de cette étude, des mensurations indirectes ont été réalisées; dans une deuxième partie, afin de s'approcher le plus possible des conditions pratiques, on a utilisé la méthode de comparaison optique avec étalon comme l'avaient fait Schnell et Phillips (23 et 24) pour une préparation individuelle.

2.2. METHODES DE MESURES CHOISIES.

La première méthode choisie a été la méthode indirecte, dans laquelle on mesure le modèle coulé dans l'empreinte réalisée à partir du "master model". Les mesures sont faites d'une manière comparative par rapport au "master model" (voir 2.4.4.).

La deuxième méthode utilisée a été la méthode de comparaison optique avec étalon ("master bridge"), décrite dans le paragraphe 1.1.3.3.

Cette méthode, peut-être moins objective et moins rigoureuse, n'en sera que plus démonstrative pour le praticien, puisqu'elle met en évidence les défauts d'ajustage de la construction de référence de la même façon que ce qui est constaté lors de l'utilisation pratique de ces matériaux.

2.3. MATERIAUX UTILISES

On a choisi les deux marques les plus vendues en Suisse actuellement dans les deux premiers groupes de matériaux élastiques (hydrocolloïdes réversibles et thiocaoutchoucs), - toutes d'origine américaine.

Dans le groupe des silicones, on a choisi une marque offrant une pâte pour seringue et une pâte plus épaisse pour porte-empainte, d'origine allemande.

Dans le cas du caoutchouc polyéther, on a testé l'unique représentant actuel de ce groupe.

Hydrocolloïdes réversibles

Surgident, Los Angeles, U.S.A.

Rubber Loid, Van R., Los Angeles, U.S.A.

Thiocaoutchoucs

Permlastic, Kerr Mfg Co., Detroit, U.S.A.

Coe-Flex, Coe Laboratories, Chicago, U.S.A.

Silicones

Xantopren, Bayer, Leverkusen, Allemagne fédérale

Caoutchouc polyéther

Impregum, ESPE, Seefeld, Allemagne fédérale

Ces matériaux ont été achetés dans des dépôts dentaires suisses en juin 1970 et portaient les Nos de fabrication suivants :

Surgident: Tubes: 5688834 et 5688837, "Sticks" : 899

Rubber Loid: Tubes: GF 112184, "Sticks" : GF 062180

Permlastic: "Heavy" (porte-empainte): 104E318 et 1293E229

"Light" (seringue): pas de numéro

Xantopren: "Medium" (vert): 64C 82018 et 18C 77022

"Light" (bleu): 106 D 77157

Impregum : pas de numéro

2.4. TECHNIQUES EXPERIMENTALES

2.4.1. Instrumentation

2.4.1.1. "Master model"

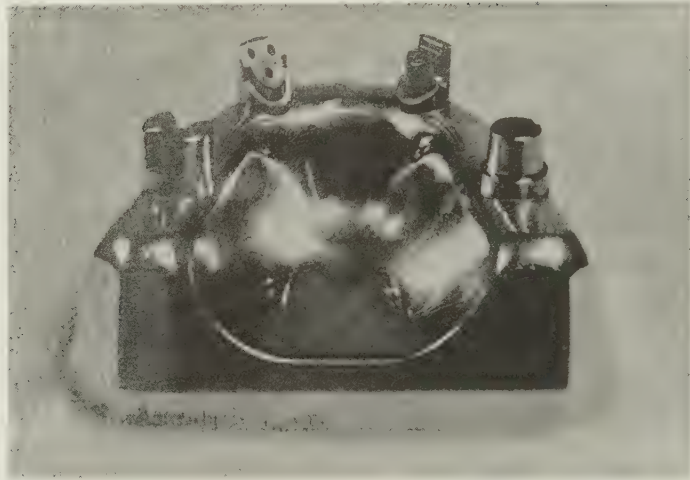


Figure 1 "Master model"

Un modèle de référence (master model) a été confectionné par un mécanicien de précision (fig. 1). Le maxillaire a été schématiquement exécuté en aluminium, les quatre préparations, c'est-à-dire deux molaires et deux canines, ont été exécutées en acier inoxydable.

Les quatre types de préparations les plus répandus ont été utilisés pour se rapprocher le plus possible du domaine pratique: couronne coulée, inlay MOD, couronne $\frac{3}{4}$ et couronne $\frac{3}{4}$ avec pinledge. Les pinledges ont été fraisés avec une fraise 702 tronconique à une profondeur de 2,5 mm.

Il a été admis que dans les travaux de bridges complets, les problèmes posés par les parties rétentes des dents piliers peuvent être négligés (ancrages le plus souvent à recouvrement total ou faibles rétentions vestibulaires dans les cas rares d'utilisation d'une couronne $\frac{3}{4}$). Ce problème des zones rétentes, qui a été étudié avec beaucoup de soin par Hollenbach (11 et 12) et Schnell et Phillips (24), aurait inutilement compliqué la compréhension des résultats.

Toutes les dents piliers sont donc de forme parfaitement cylindriques alors que les préparations ont été taillées avec une "dépouille" de 5 degrés sur toutes les parois verticales.

Le sommet des quatre dents préparées se trouve dans un même plan.

2.4.1.2. "Master bridge" (Etalon)

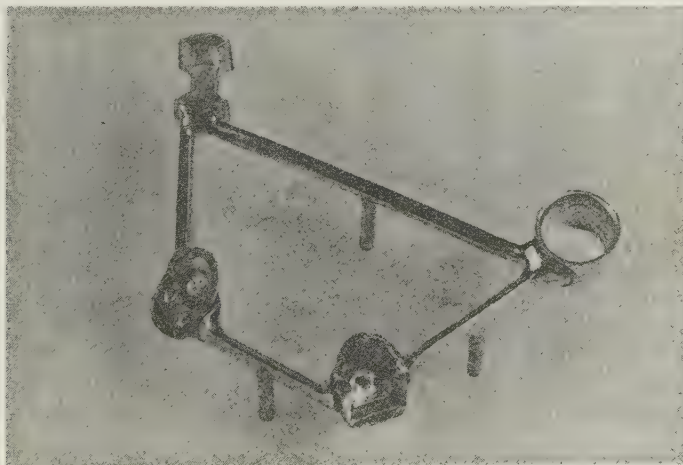


Figure 2 "Master bridge"

Un pont a été préparé avec le plus grand soin à partir du "master model" en utilisant la méthode de coulée de précision recommandée par Ingraham ⁽¹⁵⁾: après avoir obtenu pour les quatre dents piliers un ancrage dont l'ajustage était parfait, un châssis reliant ces quatre coulées en or a été réalisé (fig. 2). Ce châssis entre en contact avec chaque ancrage sur une surface d'env. $3 - 4 \text{ mm}^2$. Ces surfaces ont été scrupuleusement collées avec de la colle à deux composants "Araldit" (Ciba), ce qui a permis d'obtenir un pont qui ajuste parfaitement (il prend en quelque sorte sa place par son propre poids) (fig. 3).

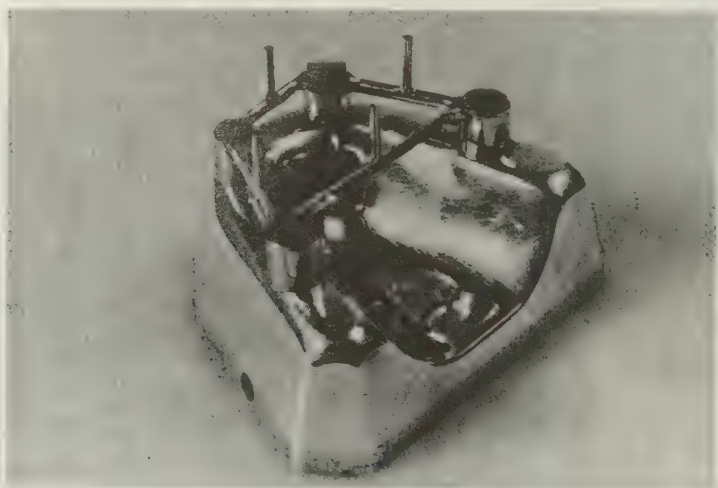


Figure 3 "Master bridge" en place sur "master model"

Avant de choisir cette solution, on avait essayé de souder les ancrages au châssis comme cela se fait pour les travaux effectués en bouche. Il n'a malheureusement pas été possible, malgré de très nombreux essais, d'obtenir un pont qui ajustât correctement. Les soudures ont, sans exception, créé des tensions dans la "restauration" qui ne pouvait être mise en place sur le "master model" sans qu'au minimum une des coulées ne soit pas tout à fait à fond.

Ceci prouve que, malheureusement, le problème du soudage n'est pas encore résolu et que d'autres solutions devraient être trouvées pour permettre une plus grande précision dans les travaux de prothèse conjointe à nombreux éléments.

2.4.1.3.

Table de mesure.

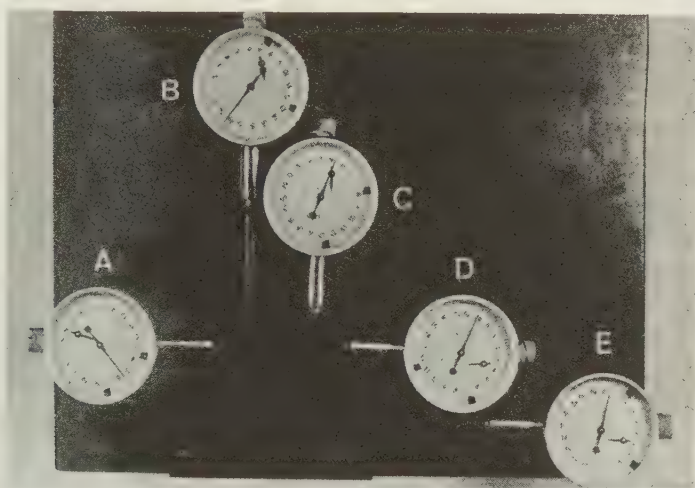


Figure 4 Table de mesure

Une table de mesure parfaitement horizontale (marbre) a été réalisée (fig. 4). A l'angle inférieur gauche se trouve un arrêt en L, permettant de caler l'un des piliers postérieurs du modèle que l'on mesurera ainsi toujours dans la même position. Comme il a été dit plus haut, le sommet des quatre dents piliers se trouve sur un même plan horizontal et les axes des dents piliers sont strictement à 90 degrés par rapport à ce plan. Ceci permet de prendre les mesures en renversant les modèles sur le sommet des dents.

Cinq comparateurs (Type 342, Compac, Genève, Suisse) A, B, C, D, et E d'une sensibilité de $2\mu\text{m}$ sont ensuite vissés perpendiculairement aux différents piliers, de façon à pouvoir mesurer les variations

de dimensions antéro-postérieures et latérales au niveau des piliers du modèle.

Des palpeurs plats (diamètre 3 mm.) à angles arrondis ont été utilisés pour tenir compte des déplacements des dents piliers en prenant toujours appui tangentiellement sur leur paroi latérale.

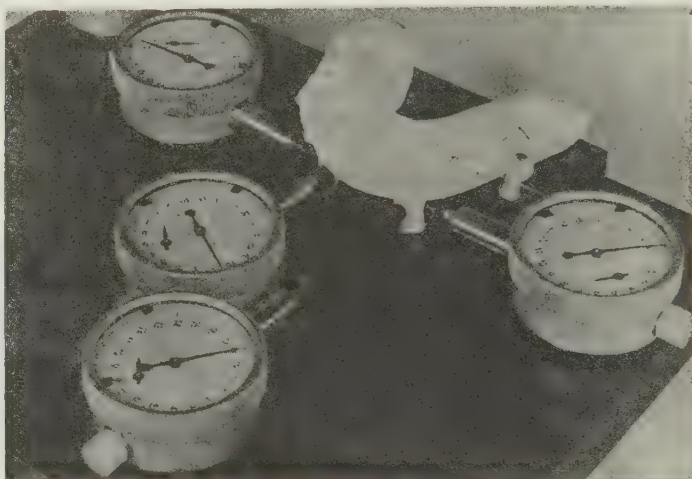


Figure 5 Modèle en plâtre dur en place sur table de mesure

Le pilier postérieur calé dans l'arrêt en L est considéré comme point fixe (fig. 5). Les comparateurs A et B mesurent les déplacements latéral et anteropostérieur du pilier antérieur du côté gauche, les comparateurs C et D ceux du pilier antérieur du côté droit et le comparateur E le déplacement latéral du pilier postérieur opposé à celui qui est pris comme point fixe.

Prise d'empreinte.

Les empreintes ont été réalisées dans les conditions les plus proches de la pratique.

Pour les hydrocolloïdes, on a choisi des porte-empreintes du commerce (Coe Laboratories, Chicago, U.S.A.), refroidis par circulation d'eau. Pour les matériaux élastiques de synthèse on a préparé des porte-empreintes individuels en résine. Pour permettre une exactitude maximum, un espace de 2 mm. a été réservé entre les parois du porte-empreinte et le modèle à l'aide d'une couche de cire rose et l'adhésif adéquat a été utilisé (4, 8, 9 et 22).

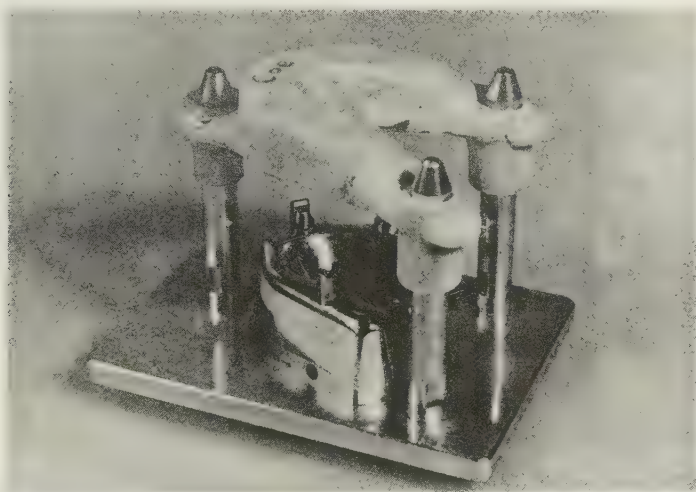


Figure 6 "Master model" vissé sur sa base avec tiges de guidage et porte-empreinte individuel pour caoutchoucs de synthèse.

Trois tiges parallèles de guidage ont été prévues sur le "master model" pour éviter toute distorsion lors de l'enlèvement des porte-empreintes (fig. 6).

L'empreinte a été prise avec l'aide d'une assistante par la méthode du "double mélange", considérée comme la plus précise (9, 23 et 28); matériel injecté, puis porte-empreinte rempli avec un deuxième mélange de pâte plus consistante. Les modes d'emplois des fabricants respectifs ont été scrupuleusement respectés.

Hydrocolloïdes (fig. 7)

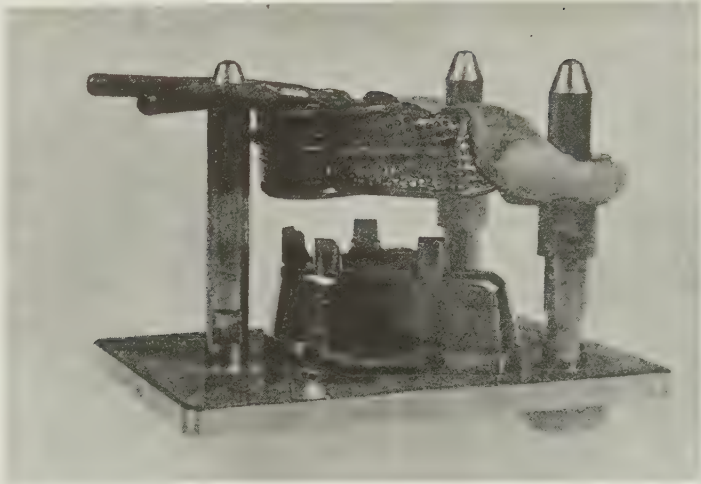


Figure 7 "Master model" vissé sur sa base avec tiges de guidage et porte-empreinte à refroidissement pour hydrocolloïdes réversibles.

Pour éviter une gélification trop rapide de l'hydrocolloïde chaud au contact du "master model" métallique, celui-ci a été tempéré à 35⁰ C avant la prise d'empreinte.

Tous les angles vifs ainsi que les puits ont été enduits d'hydrocolloïde à l'aide d'une seringue, puis le porte-empreinte a été immédiatement mis en place. Le circuit d'eau froide a ensuite été branché, comme en bouche, pendant cinq minutes (température de l'eau: 11 - 12⁰ C).

Matériaux d'empreintes synthétiques.

Le porte-empreinte a été enduit de l'adhésif de la marque du matériau

utilisé. Les zones anguleuses ainsi que les puits ont été soigneusement remplis à l'aide d'une seringue avant de mettre en place le porte-empreinte.

Pour compenser la prise plus lente des matériaux de synthèse hors de la bouche, on a attendu douze à quinze minutes pour les caoutchoucs thiocols et six à sept minutes pour les silicones et le caoutchouc polyéther avant d'enlever les empreintes (contrôle de l'état de polymérisation par le test de l'aiguille).

2.4.3. Coulée des modèles.

Les modèles ont été immédiatement coulés (5, 10, 22 et 31) avec du plâtre dur (Vel Mix Stone, Kerr Mfg Co, Detroit, U.S.A.) dans des proportions de 23 cc de H_2O pour 100 gr. de plâtre. Ce plâtre, qui a une expansion de prise de 0,05 % permet la réalisation de modèles très précis (1, 20 et 31).

Les modèles ont été séparés des empreintes 45 minutes après la coulée. Les échantillons du groupe des hydrocolloïdes sont restés pendant ce temps dans un hygrophore (humidité relative de 100 %) afin d'éviter toute contraction du matériau par déshydratation.

Les autres échantillons ont été laissés à l'air libre pendant le temps de durcissement du plâtre.

2.4.4. Mensurations.

Les mensurations ont été faites d'une manière comparative par rapport au "master model" sur des modèles qui avaient au minimum 48 heures et toujours par le même opérateur. Le modèle est placé sur la table de mesure (voir fig. 5), dont les cinq comparateurs ont été mis à zéro d'après le "master model" (fig. 8).

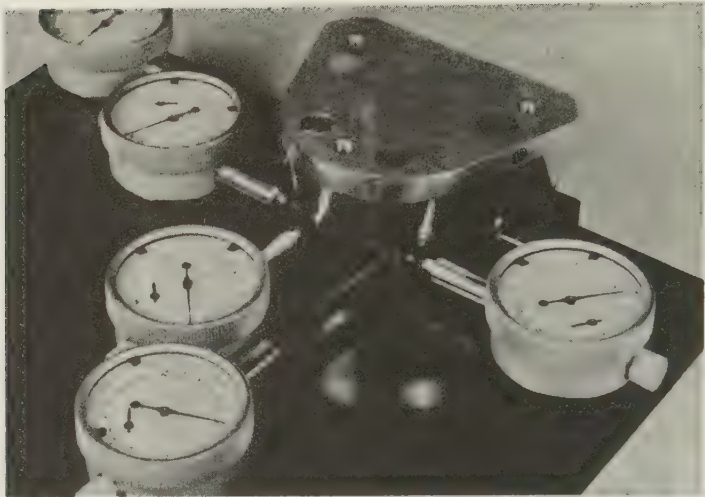


Figure 8 Table de mesure avec "master model" en place
(mise à zéro)

Toutes les mesures sont prises à une température de 24 ± 2 degrés dans des locaux équipés d'un conditionnement de l'air.

Pour chaque modèle, les mesures sont répétées cinq fois pour chaque comparateur et seule la moyenne de ces cinq mesures est reportée sur la feuille de résultats.

Onze modèles sont mesurés pour chaque matériau testé. Le modèle dont les mesures sont les plus mauvaises est éliminé. La moyenne générale et la déviation standard de chacun des cinq comparateurs sont calculées pour les dix modèles restants (voir 3.1.1.).

2.4.5.

Comparaison optique.

Le "master bridge" a été essayé sur les dix modèles de chaque matériau, modèles qui ont été soigneusement inspectés à la loupe et retouchés, le cas échéant, pour supprimer d'éventuelles petites "puces", puis passés à la poudre de talc pour rendre le Vel Mix Stone plus lisse (diminution du frottement). Sur chaque modèle, le bridge a été mis

en place délicatement à la main. Une petite plateforme a été placée sur les quatre pieds verticaux du châssis, puis soigneusement mise à l'horizontale à l'aide d'un niveau circulaire (fig. 9).

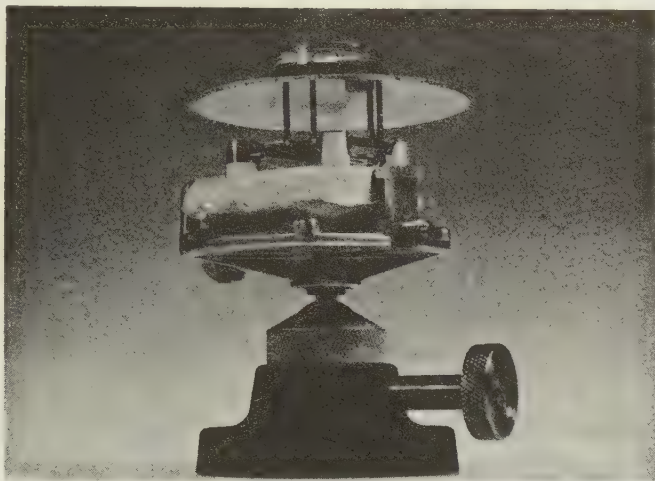


Figure 9 "Master bridge" avec quatre pieds verticaux en place sur modèle à comparer (mise à l'horizontale à l'aide d'un niveau circulaire et d'un pied articulé).

Un poids d'un kilo suspendu au bout d'un fil a été descendu délicatement sur la plateforme (fig. 10).

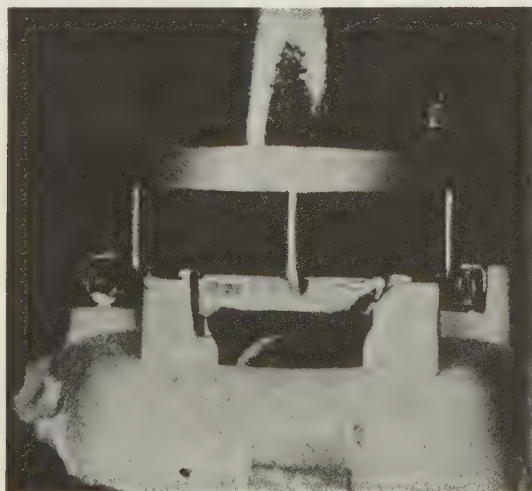


Figure 10 "Master bridge" en place sur modèle à comparer avec plateforme et poids d'un kilo.

L'ajustage du bridge sur le modèle correspondant a ensuite été évalué avec l'aide d'une deuxième personne (technicien) et les trois appréciations suivantes ont été attribuées: bon, insuffisant, mauvais.

Le critère d'appréciation se trouve être dans l'ordre de grandeur de 0,2 mm.

B = bonne adaptation = le "master bridge" est bien en place sur les 4 piliers (joints $\leq$ 0,2 mm.).

I = adaptation insuffisante = un ou deux piliers du "master bridge" ne sont pas tout à fait en place (joints $>$ 0,2 mm.).

M = mauvaise adaptation = le pont n'est pas en place (joints $>$ 1 mm. sur un ou plusieurs piliers).

3. RESULTATS ET DISCUSSION

3.1. RESULTATS

3.1.1. Mensurations

Pour permettre une meilleure vue d'ensemble, seules les valeurs moyennes des déplacements (mesurées sur 10 modèles) ont été considérées ici; les voici condensées dans un seul tableau (tableau I).

Tableau I : Moyennes des déplacements mesurés sur chaque comparateur et pour les 6 matériaux testés.

(Voir tableau en dernière page)

3.1.2.

Interprétation vectorielle des mensurations.

Pour mieux illustrer les déformations enregistrées, le déplacement des 4 piliers du modèle a été représenté par 3 vecteurs (le 4ème pilier étant un point fixe, son vecteur est égal à 0).

La longueur du vecteur indique l'importance de la déformation au niveau du pilier considéré, l'orientation (donnée par l'angle) en indique la direction.

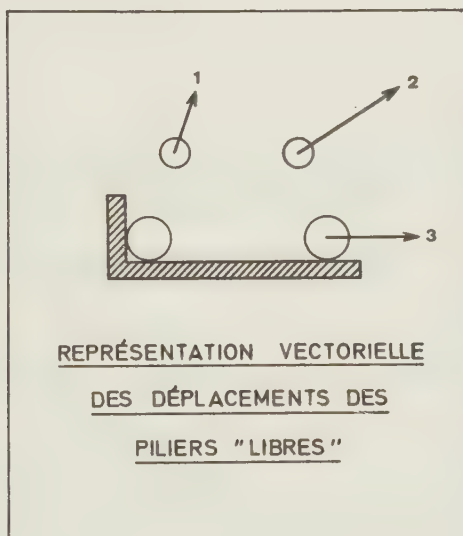


Figure 11

Le vecteur I est donné par les comparateurs A et B, le vecteur II par les comparateurs C et D, le vecteur III par le comparateur E (déplacement uniquement latéral).

Pour simplifier la présentation, on attribue à chaque vecteur une origine commune (fig. 12).

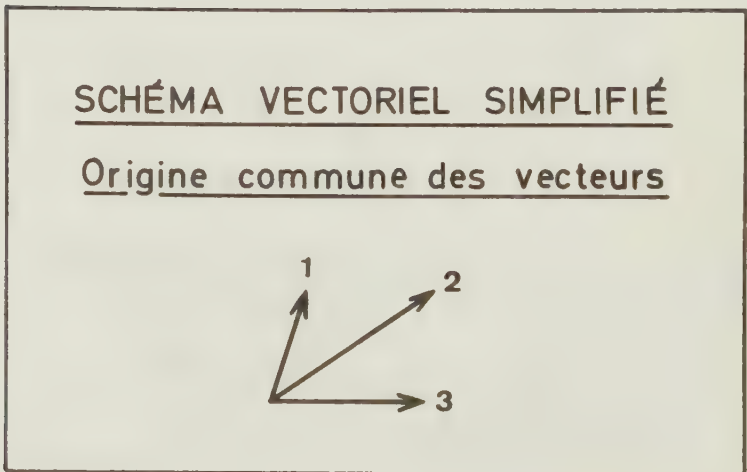


Figure 12

Les résultats obtenus avec chaque matériau (10 modèles) peuvent être représentés par 6 graphiques (fig. 13, A.B. et C.).

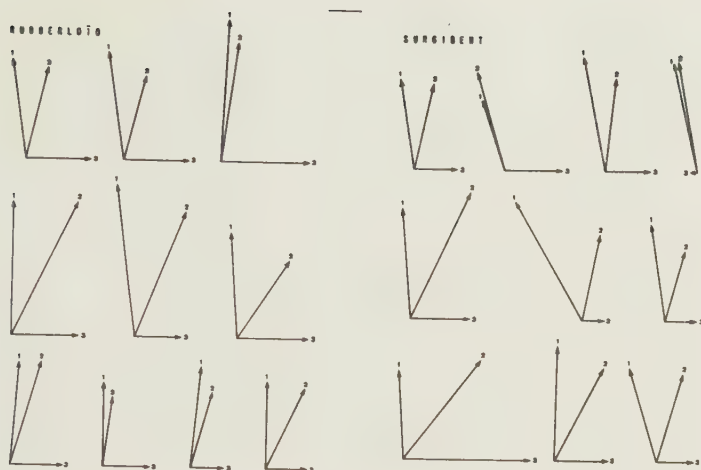


Figure 13 A Schémas vectoriels comparatifs (10 modèles) du Rubberloid et du Surgident.



Figure 13 B Schémas vectoriels comparatifs (10 modèles) Du Coe-Flex et du Permlastic.



Figure 13 C Schémas vectoriels comparatifs (10 modèles)
de l'Impregum et du Xantopren.

Dans le cas du Rubberloïd, la longueur des valeurs est importante, mais la dispersion de leur direction est relativement réduite par rapport à celles des vecteurs correspondants aux modèles obtenus à partir du Surgident. Dans le cas des thiocaoutchoucs (fig. 13 B), les schémas vectoriels sont très semblables d'un modèle à l'autre tant en ce qui concerne la longueur que la direction des vecteurs. Pour le polyéther et les silicones testés (fig. 13 C), les schémas vectoriels sont moins réguliers.

Ces impressions subjectives peuvent être confirmées par les calculs des caractéristiques de ces vecteurs (fig. 14).

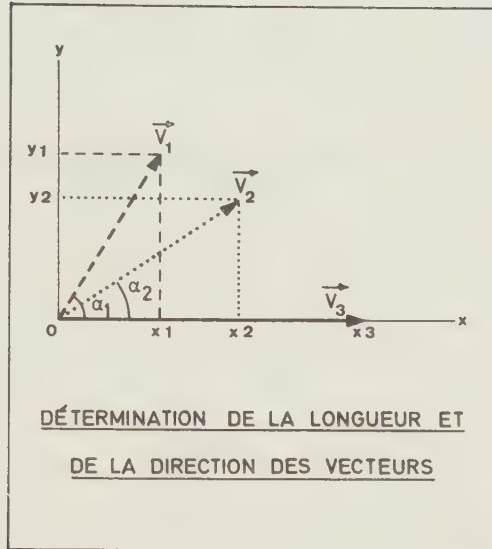


Figure 14

Comme nous l'avons vu plus haut, les deux caractéristiques d'un vecteur sont : A) sa longueur

B) sa direction (donnée par l'angle alpha).

On observe sur la figure 14 que la longueur du vecteur correspond à l'hypothénuse d'un triangle rectangle, calculée par le théorème de Pythagore et que sa direction est donnée par l'angle alpha dont la tangente est fournie par le rapport de l'ordonnée y sur l'abscisse x.

$$\text{Tangente alpha} = \frac{y}{x}$$

L'on vient de voir que l'on passe de 5 grandeurs, les coordonnées lues sur les comparateurs, à 3 grandeurs, les vecteurs, sans pour autant perdre de l'information. On peut cependant réduire encore ces trois

vecteurs à une grandeur unique caractérisant l'ensemble des déplacements des piliers d'un modèle (fig. 15)

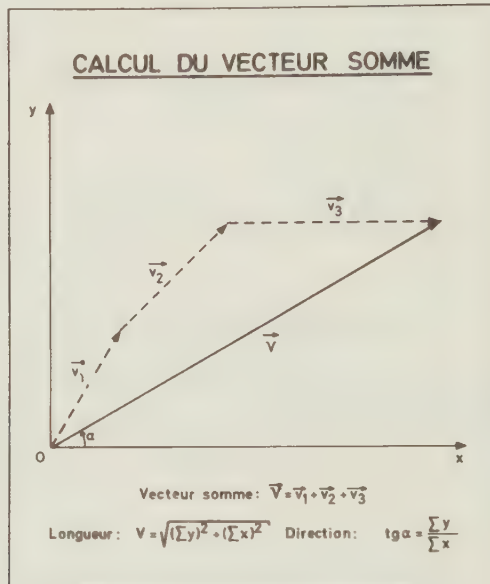


Figure 15

On constate qu'en mettant bout à bout les trois vecteurs on peut obtenir une grandeur qui les comprend tous: il s'agit du vecteur de leur somme ou vecteur somme. Ce vecteur représente l'hypothénuse d'un nouveau triangle rectangle dont les côtés sont donnés respectivement par la somme des deux ordonnées et la somme des trois abcisses mesurées. La longueur de cette hypothénuse V est à nouveau obtenue par le théorème de Pythagore et l'angle α par sa tangente correspondant au rapport de la somme des y sur la somme des x . On n'obtient ainsi plus qu'une seule longueur et un seul angle par

modèle, ce qui permettra de faire plus facilement des comparaisons entre les différents types de matériaux.

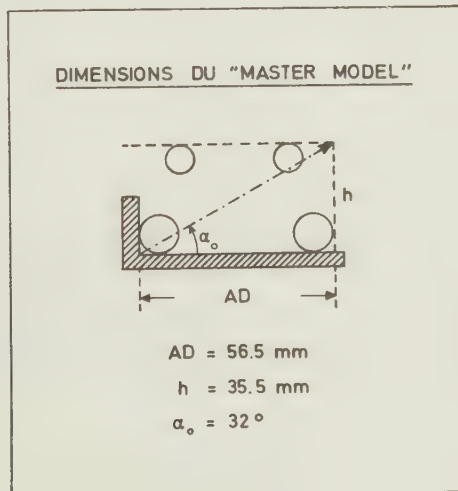
Les moyennes de ces deux grandeurs calculées pour 10 modèles et pour chacun des 6 matériaux testés, sont présentées dans le tableau II avec leurs déviations standards et leurs coefficients de variations. Le détail des calculs est donné dans l'annexe I.

Tableau II : Longueur $\bar{V}$ et angle $\bar{\alpha}$ du vecteur somme moyen

Matériau	$\bar{V}$	D.S.	C.V.	$\bar{\alpha}$	D.S.	C.V.
Rubberloïd	144 μm	30 μm	20,9 %	66°	5°	7,8 %
Surgident	135 μm	23 μm	17,0 %	77°	17°	22,4 %
Coe-Flex	77 μm	21 μm	27,1 %	30°30'	13°	42,4 %
Permlastic	88 μm	23 μm	26,7 %	26°	7°	28,3 %
Impregum	97 μm	42 μm	43,9 %	-3°30'	7°	194,0 %
Xantopren	151 μm	28 μm	18,3 %	-5°30'	11°	190,5 %

Pour mieux comprendre la nature des déformations subies par les modèles en plâtre réalisés à partir des différentes empreintes, il faut reconsidérer un instant le "master model" (fig. 16).

Figure 16



Les 4 piliers sont disposés en forme de trapèze isocèle, de hauteur h et de base AD. Si un modèle en plâtre coulé d'après une empreinte de ce master model présente une déformation isotrope, c'est-à-dire égale dans toutes les directions de l'espace, la forme générale sera conservée ainsi que le rapport de la hauteur h sur la base AD. Ce rapport correspondant à l'angle α_0 , on peut donc dire que cet angle se conserve en cas de déformation isotrope, ou qu'une déformation sera isotrope si cet angle est conservé. L'angle α_0 (du "master model") vaut 32 degrés.

Si une déformation affecte plus la hauteur h que la base AD, il y a distorsion de la forme générale; le nouvel angle α sera plus grand que α_0 et la déformation sera du type antéro-postérieur. Si au contraire l'angle α est plus petit que α_0 , la déformation sera latérale et aura tendance à ouvrir le modèle.

Les distorsions peuvent être plus ou moins complexes et affecter plus particulièrement tel pilier que tel autre. Pour simplifier dans le cadre de cette expérience, chaque matériau sera défini uniquement par son vecteur somme moyen et par son angle α moyen, représentant la moyenne des valeurs obtenues pour chacun des 10 modèles testés (fig. 17).

Sur ce graphique où sont représentés les vecteurs somme moyens des 6 matériaux étudiés, on se rend immédiatement compte de la grandeur respective des déformations associées à chaque matériau ainsi que de leur orientation par rapport à l'angle de référence de 32 degrés. Il est intéressant de noter le regroupement par catégories des matériaux d'empreinte: hydrocolloïdes réversibles, thiocaoutchoucs et le groupe polyéther-silicone. Un tel schéma permet en outre de dire que les thiocaoutchoucs présentent une faible déformation sous forme d'une expansion pratiquement isotrope alors que les hydrocolloïdes réversibles, par exemple, présentent une forte expansion associée à une distorsion antéro-postérieure marquée.

3.1.3.

Interprétation de la déformation et de la reproductibilité.

Pour se faire une idée plus précise des propriétés dimensionnelles d'un matériau, il faut considérer 2 facteurs :

- a) sa déformation (importance et caractère)
 - b) la reproductibilité de cette déformation.
- a) Déformation

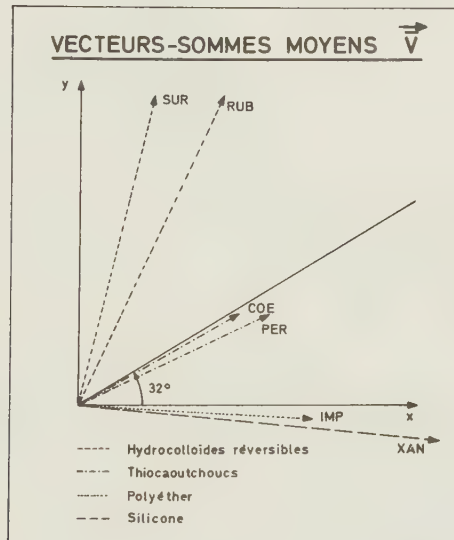


Figure 17

En comparant les différents vecteurs de la figure 17, l'on peut se demander s'il n'y avait pas moyen de comparer quantitativement

ces matériaux entre eux. Il faut pour cela trouver une grandeur numérique unique qui associe les deux caractéristiques du vecteur somme moyen, à savoir sa longueur et son angle. La figure 18 présente un moyen d'y parvenir.

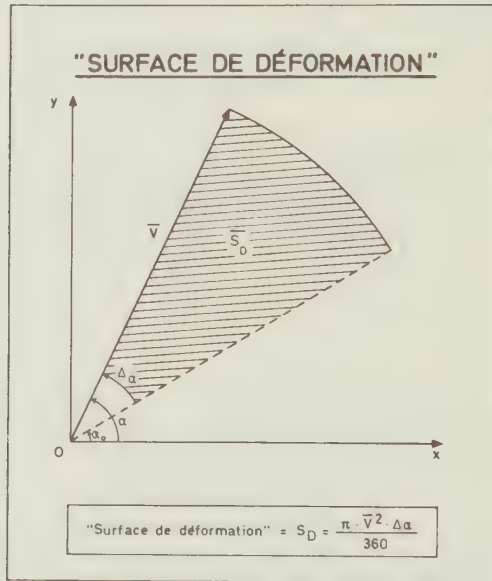


Figure 18

En faisant tourner le vecteur somme moyen autour de l'origine O depuis la direction de référence du "master model" donné par l'angle α_0 jusqu'à sa direction propre définie par son angle α , on décrit une surface qui est un secteur de cercle de rayon égal à la longueur $\bar{V}$ du vecteur somme moyen et d'ouverture égale à la différence entre l'angle de référence α_0 et l'angle du vecteur somme moyen. Cette surface que nous appel-

lerons, surface de déformation n'est qu'une grandeur arbitraire sans signification physique autre que celle d'associer longueur et angle en une valeur unique comparative entre les différents matériaux. La grandeur d'une telle surface exprimée en microns carrés est donnée par la formule suivante :

$$\text{"surface de déformation"} = S_D = \frac{\pi \cdot \bar{V} \cdot \Delta \alpha}{360}$$

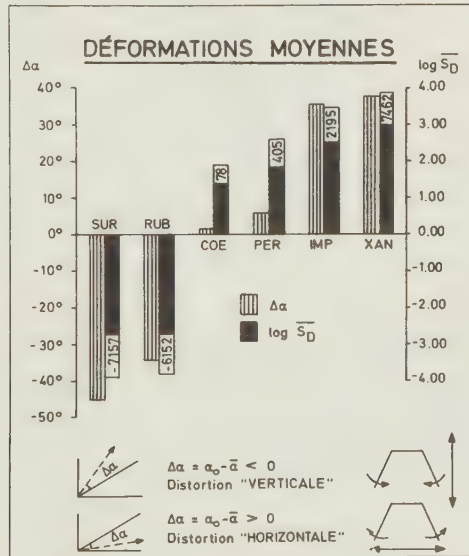
Il apparaît clairement que :

- plus la surface est grande, plus la déformation est forte
- les déformations proches de l'isotropie seront les plus faibles, enfin,
- le signe de la surface de déformation déterminera le caractère de la distorsion.

En effet, la surface S_D est négative pour une distorsion antéro-postérieure (α est plus grand que α_0) et positive pour une distorsion latérale (α_0 est plus grand que α).

Les résultats obtenus ont été groupés dans la figure 19.

Figure 19



b) Reproductibilité

La reproductibilité d'un matériau donné est représentée par la déviation standard des résultats des 10 modèles du groupe en question. Pour se faire une idée plus réaliste de cette dispersion, on a calculé les limites de confiance entre lesquelles on a 95 % de chance de trouver la vraie valeur de y ou de x en faisant intervenir la déviation standard et le nombre de modèles testés (10).

La figure 20 représente les valeurs et les limites de confiance des longueurs $\bar{V}$ et des angles $\bar{\alpha}$ des vecteurs sommes moyens.

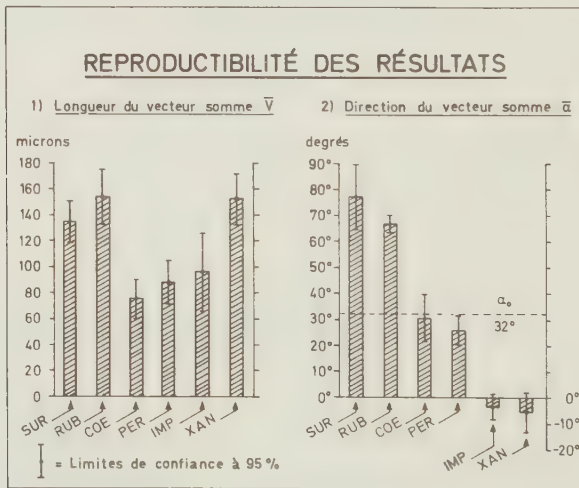


Figure 20

De la même façon que dans le cas de la déformation, la reproductibilité peut également être représentée par une surface. La figure 21 présente la "surface de reproductibilité" associée à l'hydrocolloïde Rubberloïd.

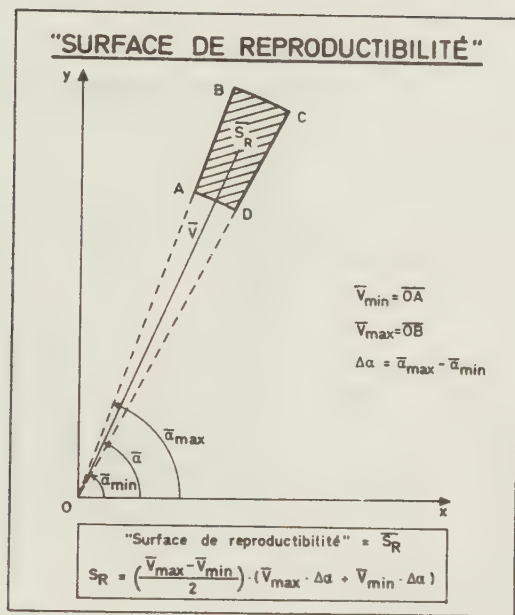


Figure 21

Les limites supérieures ($\bar{V}_{\max}$. et $\alpha_{\max}$.) et inférieures ($\bar{V}_{\min}$. et $\alpha_{\min}$.) de $\bar{V}$ et de α sont portées sur un graphique où elles déterminent une surface ABCD représentant un secteur d'anneau.

Plus cette surface sera petite, plus la reproductibilité sera bonne. La figure 22 présente les surfaces de reproductibilité moyennes ainsi calculées pour les six matériaux examinés, ordonnée selon le même classement que pour les figures 19 et 20. Le détail des calculs est donné dans l'annexe I.

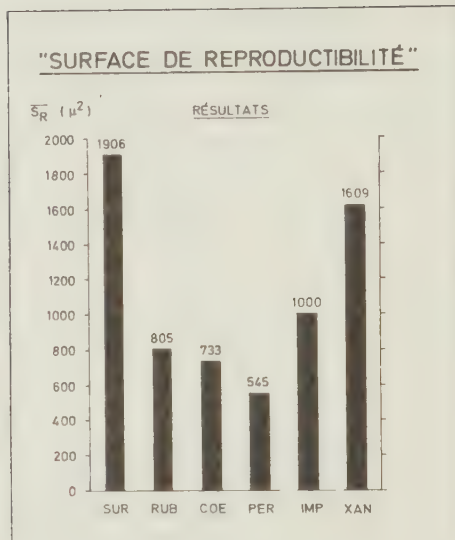


Figure 22

3.1.4.

Méthode optique

Selon les critères d'observations décrits dans 2.4.5., on obtient la répartition des appréciations "bon", "insuffisant" et "mauvais" pour les dix modèles de chaque matériau présentée dans la figure 23 (histogramme des appréciations). En attribuant à chaque qualité d'adaptation un certain nombre de points, on obtient le classement présenté dans la figure 23 (classement par points).

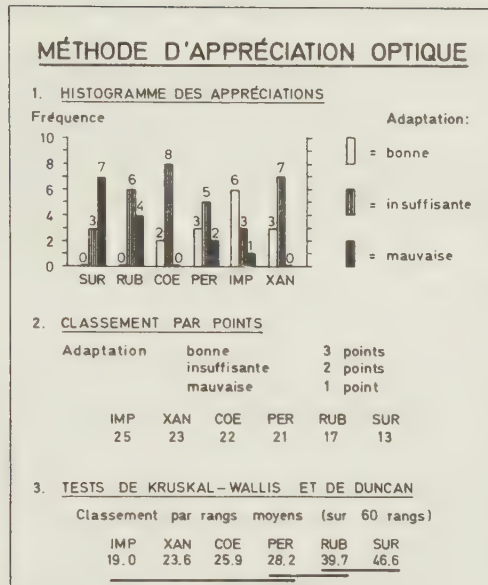


Figure 23

Ces résultats sont confirmés par une analyse statistique dont on trouvera le détail dans l'annexe II.

Le calcul des rangs moyens (méthode de Kruskal-Wallis (16 bis)) donne les résultats suivants :

Imp.	Xant.	Coe	Per.	Rub.	Sur.
19,0	23,6	25,9	28,2	39,7	46,6

Ce test de Kruskal et Wallis indique qu'il existe des différences entre ces valeurs des rangs moyens.

Ces différences sont-elles significatives ou non ?

En appliquant le test des comparaisons multiples de Duncan (7bis), on obtient les résultats mentionnés dans la figure 23 (tests de Kruskal-Wallis et de Duncan).

Toutes les valeurs soulignées par une ligne commune ne présentent pas de différences significatives entre elles, alors que toutes les différences entre deux valeurs non soulignées d'un trait continu sont significatives (comme, par exemple, 19,0 et 39,7 ou 25,9 et 39,7).

3.2.

DISCUSSION

3.2.1.

Analyse des résultats

Les modèles en plâtre réalisés à partir des empreintes obtenues à l'aide des différents matériaux ont été examinés en fonction des trois facteurs suivants:

- | | | |
|---|---|----------------------------------|
| - Déformation | } | Méthode de mensuration indirecte |
| (importance et caractère) | | |
| - Reproductibilité | } | Méthode de comparaison optique |
| - Adaptation par rapport à un master bridge | | |

Le tableau comparatif III regroupe les résultats mentionnés dans les figures 19, 22 et 23.

Tableau III

Tableau comparatif des résultats

<u>Déformation</u>			<u>Reproductib.</u>		<u>Adaptation</u>	
$\bar{S}_D$	(μm^2)	carac- tère	$\bar{S}_R$	(μm^2)	(range moyens)	
Coe-Flex	78	Isotrope	Permalastic	545	Impregum	19,0
Permalastic	405	Isotrope	Coe-Flex	733	Xantopren	23,6
Impregum	2915	Horis.	Rubberloid	805	Coe-Flex	25,9
Rubberloid	6152	Vertic.	Impregum	1000	Permalastic	28,2
Surgident	7157	Vertic.	Xantopren	1609	Rubberloid	39,7
Xantopren	7462	Horis.	Surgident	1906	Surgident	46,6

Dans le classement de la déformation selon les valeurs absolues, les thiocaoutchoucs se comportent le mieux, suivis du caoutchouc polyéther, des deux hydrocolloïdes, puis du silicone.

Le classement de la reproductibilité est tout aussi, sinon plus important encore (toutes proportions gardées).

En effet, dans nos travaux de coulées en or, la précision n'est rien d'autre que la compensation de différentes imprécisions qui surviennent au cours des étapes successives dans la confection d'une coulée (empreinte, coulée de l'empreinte, modelage de la cire, mise en revêtement, puis coulée de l'or).

Il vaut donc mieux avoir un matériau toujours identiquement "moins précis" qu'un matériau ératiquement "plus précis" (dans certaines limites bien entendu).

Dans ce classement, les thiocaoutchoucs se montrent aussi les meilleurs, suivis de l'hydrocolloïde Rubberloïd, puis de l'Impregum, du Xantopren et de l'autre hydrocolloïde, le Surgident.

Dans le critère de l'adaptation du master bridge, il s'établit un groupe de tête composé de l'Impregum, du Xantopren et des deux thiocaoutchoucs. Les études statistiques ont montré qu'il n'y avait pas de différence significative entre l'adaptation de ces quatre matériaux.

Les deux hydrocolloïdes Rubberloïd, puis Surgident par contre, se montrent nettement moins bons.

Existe-t-il des relations entre ces classements ?

Comme la reproductibilité est une valeur qui ne tient pas compte de la grandeur des déformations nous ne pouvons pas l'inclure dans cette comparaison.

Quelles sont donc les comparaisons possibles entre les deux autres classements, la déformation et l'adaptation du master bridge ?

Les résultats obtenus par la méthode de mensuration indirecte, en raison même de leur complexité due aux différents facteurs de déformation des matériaux testés, paraissent à première vue contredire ceux qui sont fournis par la méthode de comparaison optique avec étalon qui est plus grossière mais qui tient cependant compte des effets

récioproques de ces facteurs.

Tableau IV : Classement (par ordre croissant) des valeurs du vecteur somme moyen $\bar{V}$ et de

Matériau	$\bar{V}$	Matériau	$\Delta \alpha$
Coe-Flex	77 μm	Surgident	- 45 °
Permlastic	88 μm	Rubberloïd	- 34 °
Impregum	97 μm	Coe-Flex	+ 1 ° 30'
Surgident	135 μm	Permlastic	+ 6 °
Rubberloïd	144 μm	Impregum	+ 35 ° 30'
Xantopren	151 μm	Xantopren	+ 37 ° 30'

Ainsi en ne considérant par exemple que la longueur du vecteur somme moyen $\bar{V}$ comme on peut le voir sur le tableau IV, on s'aperçoit que le thiocaoutchouc Coe-Flex occupe la première place avec 77 microns et le silicone Xantopren la dernière avec 151 microns, alors que la méthode de comparaison optique donne respectivement la troisième et la deuxième place pour ces mêmes matériaux (voir figure 23).

Par contre, la variation de l'angle $\Delta \alpha$ (voir figure 17) affectée du signe positif ou négatif, précise le caractère de cette déformation: Isotropie ($\Delta \alpha$ = proche de 0), distorsion horizontale ($\Delta \alpha$ positif) ou distorsion verticale ($\Delta \alpha$ négatif).

Ce caractère qui joue un rôle capital va permettre d'expliquer certaines contradictions entre les différents résultats obtenus.

En observant le type de déformation, on constate que les déformations du type horizontal offrent une meilleure adaptation (par exemple Xantopren) du master bridge qu'une déformation verticale de même ordre de grandeur (par exemple Surgident).

Ainsi l'Impregum et le Xantopren, dont la déformation est plus grande que celle des thiocaoutchoucs, mais horizontale, donne un meilleur résultat avec la méthode optique.

Il semble donc que dans le cas du modèle étudié pour un bridge complet (toute généralisation serait dangereuse !) une certaine expansion horizontale soit nécessaire à une bonne adaptation du master bridge. En faisant abstraction des deux matériaux à déformation horizontale qui grâce à cette qualité se classent avant les autres, la suite du classement reste sans changement.

3.2.2. Problèmes particuliers.

3.2.2.1. Température des essais.

En analysant la méthode d'empreinte utilisée (voir 2.4.2.), l'on peut se demander quelle influence peuvent avoir les différences de température des essais in vitro par rapport aux conditions in vivo. Dans le cas des élastomères de synthèse, on peut admettre qu'en utilisant des empreintes réalisées et polymérisées à une température égale à celle de la bouche les résultats pourraient être sensiblement modifiés. En effet, Hollenbach ⁽¹³⁾ pour les thiocaoutchoucs et les silicones et Schwindling ⁽²⁶⁾ pour le caoutchouc polyéther observent tous deux, bien qu'utilisant des méthodes de mesure très différentes, une plus grande contraction des matériaux lorsque l'empreinte est faite in vitro à 36° C (modèles légèrement plus grands).

L'on peut donc admettre que les valeurs obtenues pour les caoutchoucs de synthèse se rapprocheraient légèrement de celles des hydrocolloïdes. Dans le cas des hydrocolloïdes, les effets des différences de conditions (modèle métallique) et de température entre les essais in vitro et in vivo sont encore plus difficiles, voire impossible à analyser. Une seule chose est certaine: soit in vivo soit in vitro, les hydrocolloïdes possèdent le handicap inévitable de l'épaisseur très variable de la couche du matériau due au porte-empreinte à refroidissement du commerce. Il est très probable que ce handicap a des répercussions plus importantes dans les empreintes totales, ce qui expliquerait la

discordance entre les résultats expérimentaux basés sur des empreintes totales et les bons résultats observés par d'autres auteurs (12, 5, 29) avec des empreintes de dents isolées.

3.2.2.2. Problème de la précision (fidélité dimensionnelle).

La précision est une chose relative.

Il semble donc indispensable pour juger les variations de dimensions constatées dans les résultats de cette étude, de situer les normes de précision nécessaires à l'obtention de résultats cliniques excellents. Alors que le pouvoir de résolution de l'oeil humain se situe en moyenne vers $80\text{ }\mu\text{m}$, l'on peut admettre que l'acuité visuelle peut aller jusqu'à $50\text{ }\mu\text{m}$ dans des conditions de visibilité optimales (Nelson et collaborateurs ⁽¹⁹⁾). La précision maximum observable à l'oeil nu de restaurations à l'aide d'inlays ou de ponts ne peut donc pas dépasser $0,05\text{ mm}$.

Pour Bachmann ⁽³⁾ le jeu nécessaire pour faire entrer normalement une couronne en bouche est de $60\text{ }\mu\text{m}$.

L'épaisseur maximale du film de ciment selon les critères des spécifications de l'ADA ne doit pas dépasser $40\text{ }\mu\text{m}$ et le diamètre des grains doit être au maximum de $30\text{ }\mu\text{m}$.

Selon Hollenbach ⁽¹⁰⁾ seuls les matériaux d'empreinte qui subissent une légère contraction sont utilisables cliniquement; le modèle en plâtre est dans ce cas légèrement plus grand (la contraction du matériau se faisant en direction du porte-empreinte). Un modèle de travail légèrement plus grand est donc absolument nécessaire pour obtenir de bons résultats cliniques, comme l'ont d'ailleurs montré nos résultats expérimentaux: la meilleure adaptation modèle - " master bridge " - a été obtenue avec des matériaux d'empreinte présentant une distorsion latérale relativement importante (voir tableau III).

4. RESUME ET CONCLUSIONS

4.1. RESUME

1. Avec la méthode de mensuration indirecte (calcul de la surface de

déformation) les thiocaoutchoucs Coe et Permlastic donnent dans l'ordre un meilleur résultat que l'Impregum, les hydrocolloïdes Rubberloïd et Surgident et le silicone Xantopren.

2. Avec la méthode de comparaison optique, dans l'ordre, l'Impregum, le Xantopren, le Coeflex et le Permlastic offrent une meilleure adaptation finale que les hydrocolloïdes Rubberloïd et Surgident pour des reproductions d'arcades complètes dans lesquelles interviennent de grandes portées.

Les matériaux à déformation relativement importante, mais horizontale, donnent les meilleurs résultats dans ce test, ce qui expliquerait la divergence par rapport au premier classement.

3. La reproductibilité des résultats (régularité de précision) est dans l'ordre meilleure pour les thiocaoutchoucs Permlastic et Coe que pour l'hydrocolloïde Rubberloïd, le caoutchouc polyéther Impregum, le silicone Xantopren et le second hydrocolloïde: le Surgident.

4.2.

CONCLUSIONS

1. Aucun des matériaux, même le plus précis, ne semble donner les garanties nécessaires pour qu'il soit possible de terminer une restauration totale sur un seul et unique modèle (seulement six empreintes sur dix donnent un ajustage satisfaisant du "master bridge" pour le mieux classé d'entre eux).
2. Tous les matériaux testés, même les hydrocolloïdes réversibles, peuvent être utilisés pour confectionner un pont total à condition de ne pas le terminer sur un seul modèle.

Pour ne pas accumuler les erreurs, il est indispensable avant de terminer les différentes parties d'une restauration de reprendre une empreinte de situation avec tous les ancrages soigneusement contrôlés et mis en place. La méthode de choix, selon Peter K. Thomas ⁽³⁰⁾ pour cette empreinte de situation (* "remount") est l'utilisation d'une pâte à l'oxyde de zinc-eugénol dans une "attelle" en résine autopolymérisante qui recouvre uniquement les surfaces occlusales des couronnes. Par dessus cette attelle l'on

* lorsque cette empreinte est accompagnée de nouvelles cires d'occlusion pour remonter le cas en articulateur, l'on parlera de "remount".

prend une empreinte en alginate pour obtenir les contours des tissus mous. L'épaisseur minimale de la pâte ZOE garantit une précision optimale.

3. Le soudage des unités d'un pont, problème qui a été résolu indirectement par collage à l'"Araldite" dans cette étude (voir 2.4.1.2.) reste un facteur d'imprécisions existant dans toute restauration quelle que soit la qualité de l'empreinte.

Lorsque des soudages sont nécessaires, il convient de les réaliser avant le "remount" à l'aide des "clefs en plâtre" (si l'on a affaire à des bridges de très grande portée, il est préférable de procéder aux soudages en plusieurs fois par segments de 5 à 6 éléments au plus).

B I B L I O G R A P H I E

- 1 Astiz, P.H., Lorencki, S.F.
Comparative accuracy of commonly used dental die materials.
J. Canadian Dent. Ass., 35: 320-323, 1969
- 2 Ayers, H.D.Jr., Phillips, R.W., Dell, A. et Henry, R.W.
Detail duplication test used to evaluate elastic impression
materials.
J. Pros. Dent., 10: 374-380, 1960
- 3 Bachmann, J.
Etude expérimentale comparative de la stabilité dimensionnelle dans
quatre groupes de matériaux à empreinte.
Univ. de Genève, Thèse 229, 1965
- 4 Bailey, L.R.
Acrylic resin tray for rubber base impression materials.
J. Pros. Dent., 5: 658-662, 1955
- 5 Bassett, R.W., Van der Heide, J.D., Smitg, D.D.
Clinically oriented tests comparing accuracy of elastic
impression materials.
J. South. Calif. D.A., 56, 1969
- 6 Berger R.
Physikalische Eigenschaften von Abdruckmaterialien auf Silicone-
Kautschuk-Basis.
Zahnärztliches Institut der Universität Zürich, Thesis, 1959
- 6bis N.W. Chilton: "Design and analysis in dental and oral research",
Philadelphia (U.S.A.), J.B. Lippincott Co., 1967, 365 pp.
- 7 Chong, M.P. and Docking, A.R.
Some setting characteristics of elastomeric impression materials.
Australian Dental Journal, 14 : 295-301, 1969
- 7bis Duncan D.B. : "Multiple range and multiple F tests", Biometries,
II : 1-42 (1955)
- 8 Fairhurst, C.W., Furman, T.C., Schallhorn, R.V., Kirkpatrick, E.L.
and Ryge, G.
Elastic properties of rubber base impression materials
J. Pros. Dent., 6: 534-542. 1956
- 9 Gilmore, W.H., Schnell, R.J. et Phillips, R.W.

- Factors influencing the accuracy of silicone impression materials.
J. Pros. Dent., 2: 304-314, 1959
- 10 Hollenbach, G.M.
A standard accuracy test for elastic impression materials.
J. South. Calif. D. A., 29: 1, 1961
- 11 Hollenbach, G.M.
A study of physical properties of elastic impression materials
(instruments and techniques, Part I.)
J. South. Calif. D. A., 31: 6, 1963
- 12 Hollenbach, G.M.
Study of the physical properties of elastic impression materials
(Part II.).
J. South. Calif. D. A., 31: 7, 1963
- 13 Hollenbach, G.M.
Study of physical properties of elastic impression material
(Part III.).
J. South. Calif. D. A., 31: 11, 1963
- 14 James, A.G.
Maintenance of equilibrium in reversible hydrocolloid impressions.
J. Dental Res. (Parts, I., II. et III.) 28: 108-118, 119-123,
447-455, 1949
- 15 Ingraham Rex, Russell, W.B. and Koser, J.R.
An Atlas of Cast gold procedures
University of Southern Calif., 1964
- 16 Kern, W.R. and Skinner, E.W.
Colloidal impression materials.
J. Am. Dent., 25: 578-584, 1938
- 16bis W.H. Kruskal, W.A. Wallis: "Use of ranks in one-criterion variance
analysis",
J. Amer. Statist. Assoc., 7: 583-621, 1952
- 17 Maclean, J.W.
Silicone Impression Materials
Brit. Dent. J., 104: 441-451, 1958
- 18 Nally J.-N.
Matériaux et alliages dentaires.
Julien Prélat, 1964
- 19 Nelson R.J., Wolcott, R.B. and Paffenbarger, G.C.
Fluid exchange at the margins of dental restorations.
J.A.D.A., 44: 288-295, 1952

- 20 Pfannenstiel, H.
Vergleichende Untersuchungen von Abform-Materialien aus der Sicht
des Dental-Labors.
Dental-Labor, 6, 1970
- 21 Phillips, R.W. and Ito, F.G.
Factors influencing the accuracy of reversible hydrocolloid impression.
J. Am. Dent., 43: 1-17, 1951
- 22 Phillips, R.W.
Physical properties and manipulation of rubber impression materials.
J.A.D.A., 52: 454-458, 1959
- 23 Schnell, R.J. and Phillips, R.W.
Dimensional stability of rubber base impressions and certain other
factors affecting accuracy.
J.A.D.A., 39-48, 1958
- 24 Schnell, R.J., and Phillips, R.W.
Dies for measuring accuracy of impressions.
Dental Progress, 2, No 4, 1962
- 25 Schwindling, R.
Das Messen von Dimensionsveränderungen an elastomeren Abformwerkstoffen
Dtsch. zahnärztl. Z., 25: 710, 1970
- 26 Schwindling, R.
Massnahmen zur Vermeidung der Abbindekontraktion des Abform-
werkstoffes Impregum.
Dtsch. zahnärztl. Z., 25: 899-902, 1970
- 27 Sears A.W.
Hydrocolloid Impression technique for inlays and fixed bridges.
Dental Digest, 52: 230-234, 1937
- 28 Skinner, E.W. and Cooper, E.
Desirable properties and use of rubber impression materials.
J.A.D.A., 51: 523, 1955
- 29 Skinner, E.W. and Hoblit, N.E.
Study of the accuracy of hydrocolloid impressions.
J. Pros. Dent., 6: 80-86, 1956
- 29bis Steel, R.G., Torrie, J.H.: "Principles and procedures of statistics",
New York, McGraw-Hill, 1960, 481 pp.
- 30 Thomas Peter K.
Communication personelle
1971
- 31 Toreskog, S., Phillips, R.W. and Schnell, R.J.
Properties of die materials: A comparative study.
J. Pros. Dent., 16: 119-131, 1966

ANNEXE I

Interprétation vectorielle des résultats de la méthode indirecte.

Longueur des vecteurs correspondant à chaque pilier "libre"
(voir fig. 14)

$$v_1 = \sqrt{x_1^2 + y_1^2} \quad v_1 = \text{hypothénuse du triangle rectangle de côtés } x_1 \text{ et } y_1$$

2. Direction des vecteurs : (voir fig. 14)

donnée par l'angle α_1 , calculé par $\operatorname{tg} \alpha_1 = \frac{y_1}{x_1}$

Remarque : pour simplifier le traitement des résultats, tous les angles ont été exprimés en grades et seules les valeurs présentées dans les tableaux ont été transformées en degrés.

3. Somme des vecteurs : (voir fig. 15)

$$\text{vecteur somme } \vec{V} = \vec{v}_1 + \vec{v}_2 + \vec{v}_3$$

$$\text{longueur du vecteur somme } V = \sqrt{(y_1 + y_2)^2 + (x_1 + x_2 + x_3)^2} = \sqrt{(\sum y)^2 + (\sum x)^2}$$

$$\text{direction du vecteur somme } \operatorname{tg} \alpha = \frac{\sum y}{\sum x}$$

4. Signe de l'angle $\bar{\alpha}$ moyen :

dans le cas de l'Impregum et du Xantopren, la moyenne de la somme des y est négative, ce qui signifie que le vecteur somme moyen $\vec{V}$ est dirigé en-dessous de l'axe des x . L'angle $\bar{\alpha}$ moyen est donc négatif dans ces deux cas.

5. Limites de confiance:

les limites de confiance des paramètres $\bar{V}$ (longueur du vecteur somme moyen) et $\bar{\alpha}$ (angle du vecteur somme moyen) ont été calculées à l'aide de la relation

$$\text{Prob} \left[\bar{x} - t_0 \frac{s_x}{\sqrt{N}} < \mu < \bar{x} + t_0 \frac{s_x}{\sqrt{N}} \right] = 1 - 2\alpha = 0,95$$

où $\bar{x}$ = moyenne calculée du paramètre (V ou α)

μ = moyenne réelle du paramètre

t_0 = limite de signification de la distribution de Student, pour $(N-1)$ degrés de liberté et $2\alpha = 0,05$

s_x = déviation standard du paramètre pour l'échantillon considéré

N = grandeur de l'échantillon (ici: $N = 10$)

Le tableau A - I présente les limites de confiance $\pm t_0 \frac{s_x}{\sqrt{N}}$ obtenues pour les deux paramètres, $\bar{V}$ et $\bar{\alpha}$

Tableau A - I : Limites de confiance pour une probabilité de 95 %

Matériau	$\bar{V}$	$\pm t_0 \frac{s_v}{\sqrt{N}}$	$\bar{\alpha}$	$\pm t_0 \frac{s_\alpha}{\sqrt{N}}$
RubberloId	144.12 μ	$\pm 21.52 \mu$	66 ° 18'	$\pm 3 ° 43'$
Surgident	134.82	± 16.37	77 ° 05'	$\pm 12 ° 21'$
Coe-Flex	76.54	± 14.82	30 ° 30'	$\pm 9 ° 15'$
Permlastic	88.06	± 16.79	25 ° 57'	$\pm 5 ° 17'$
Impregum	96.63	± 30.29	-3 ° 32'	$\pm 4 ° 53'$
Xantopren	151.47	± 19.81	-5 ° 38'	$\pm 7 ° 40'$

t_0 = 2.26 pour $N-1 = 9$ degrés de liberté

6. Représentation de la reproductibilité.

La surface ABCD décrite au paragraphe 5.1.2. est un secteur d'anneau que l'on calcule à l'aide de la relation :

$$S = \left(\frac{r_1 - r_2}{2} \right) \cdot (A_1 + A_2)$$

où S = surface ABCD

$$r_1 = \bar{V} + t_o \frac{s_V}{N} = \overline{OB} = \bar{V}_{\max.}$$

$$r_2 = \bar{V} - t_o \frac{s_V}{N} = \overline{OA} = \bar{V}_{\min.}$$

$$A_1 = \text{arc BC} = r_1 \cdot \Delta\alpha$$

$$A_2 = \text{arc AD} = r_2 \cdot \Delta\alpha$$

$$\Delta\alpha = \alpha_{\max.} - \alpha_{\min.} = 2 \left(t_o \frac{s_\alpha}{\sqrt{N}} \right) \text{ (exprimé en radians)}$$

ANNEXE II

Evaluation statistique des résultats de la méthode de comparaison

optique avec étalon

L'appréciation de l'adaptation "master-bridge" - modèle étant faite à l'aide de points n'obéissant pas à une distribution statistique, on a fait appel à une méthode d'évaluation non paramétrique, le test H de Kruskal et Wallis *, (16 bis, 6 bis) permettant d'établir l'existence ou l'absence de différence significative entre les rangs moyens obtenus par chaque matériau.

1. Calcul du rang moyen de chaque matériau

Nombre total de modèles : $6 \times 10 = 60$ modèles

Fréquence des points : 3 points : 14 modèles : rangs 1 à 14

2 points : 32 modèles : rangs 15 à 46

1 point : 14 modèles : rangs 47 à 60

Rang moyen pour un modèle à 3 points : $\frac{1+14}{2} = 7,5$

pour un modèle à 2 points : $\frac{15+46}{2} = 30,5$

pour un modèle à 1 point : $\frac{47+60}{2} = 53,5$

En attribuant à chaque modèle le rang moyen correspondant au nombre de points qu'il a obtenus, on calcule pour chaque matériau la somme des rangs moyens, la somme des carrés des rangs moyens et la moyenne des rangs moyens obtenus par les modèles de ce matériau (tableau A - II)

Tableau A II : Somme, somme des carrés et moyenne des rangs moyens.

Tableau A - II : Somme, somme des carrés et moyenne des rangs moyens.

Matériau	RUB	SUR	COE	PER	XAN	IMP	Total
Somme	397	466	259	282	236	190	1830
Somme des carrés	17030.5	22826.5	7554.5	10544.5	6680.5	5990.5	70627.0
Moyenne	39.7	46.6	25.9	28.2	23.6	19.0	===

2. Test de Kruskal et Wallis.

Ce test étant une application de l'analyse de variance à un classement par rang, on pose comme hypothèse que les sommes des rangs moyens de chaque groupe (= matériau) sont toutes égales :

$$H_0 : \sum x_1 = \sum x_2 = \dots = \sum x_6$$

Test H de Kruskal et Wallis :

$$H = \frac{\text{Somme des carrés entre groupes}}{\text{carré moyen total}}$$

Le rapport H est asymptotiquement distribué comme χ^2 , pour un nombre de degrés de liberté égal à (nombre de groupes - 1) : ici, 6 - 1 = 5 degrés de liberté.

3. Calcul de H :

$$\text{Somme des carrés entre groupes (SS}_A\text{)} : SS_A = \frac{(\sum x_1)^2}{N_1} + \frac{(\sum x_2)^2}{N_2} + \dots + \frac{(\sum x_6)^2}{N_6} - CT$$

$$\text{Somme des carrés totale (SS}_T\text{)} : SS_T = \sum x^2 - CT$$

$$\text{Somme des carrés à l'intérieur des groupes (SS}_W\text{)} : SS_W = SS_T - SS_A$$

$$\text{Terme correctif} : CT = \frac{(\sum x_1 + \sum x_2 + \dots + \sum x_6)^2}{N_1 + N_2 + \dots + N_6}$$

où N_i = nombre de modèles dans le groupe i.

$$\text{Carré moyen (MS)} : MS = \frac{\text{Somme des carrés}}{\text{degrés de liberté}}$$

Tableau A - III : Analyse de variance.

Source de variation	Degrés de liberté	Somme des carrés	Carrés moyens
Entre groupes	5	5501.6	
Dans un groupe	54	9310.4	172.41
Total	59	14812.0	251.05

$$H = \frac{SS_A}{MS_T} = \frac{5501.6}{251.05} = 21.91$$

Valeur de χ^2 pour 5 degrés de liberté avec une probabilité de 95 % : 11.07.

Finalement : $H > \chi^2_{(5)}$, l'hypothèse H_0 est rejetée: il existe bien une différence significative entre les rangs moyens attribués à chaque matériau.

4. Détermination des différences significatives entre les rangs moyens des différents matériaux.

Le test H ayant démontré l'existence d'au moins une différence significative entre deux rangs moyens, on a cherché à quels matériaux elle correspondait, en utilisant la méthode des comparaisons multiples de Duncan (7 bis, 29 bis).

$$\begin{aligned} \text{Ecart-type d'une moyenne : } S_{\bar{x}} &= \left(\frac{\text{carré moyen dans un groupe}}{\text{nombre de modèles}} \right)^{\frac{1}{2}} = \\ &= \sqrt{\frac{MS_W}{N_0}} \\ S_{\bar{x}} &= \sqrt{\frac{172.41}{10}} = 4.15 \end{aligned}$$

Degrés de liberté : $N - n = 60 - 6 = 54$

Tableau A - IV : Test des comparaisons multiples de Duncan

0	1	2	3	4	5	6
W_1		2.84	2.99	3.09	3.15	3.21
$W_{\bar{x}_i} = W_1 \quad S_{\bar{x}}$		11.79	12.41	12.82	13.07	13.32
$\bar{x}$	19.0	23.6	25.9	28.2	39.7	46.6
$\bar{x}_i - W_{\bar{x}_i}$				15.38	26.63	33.28
	IMP	XAN	COE	PER	RUB	SUR
	19.0	23.6	25.9	28.2	39.7	46.6

Le tableau ci-dessus indique :

- les numéros d'ordre 0 des moyennes $\bar{x}$ classées par ordre croissant
- les étendues W_1 correspondant à 54 degrés de liberté, avec une probabilité de signification $\alpha = 0,05$ (95 %)
- les étendues $W_{\bar{x}_i}$ des moyennes, obtenues en multipliant les étendues W_1 par l'écart-type d'une moyenne $S_{\bar{x}}$
- les moyennes $\bar{x}$
- les étendues localisées $\bar{x}_i - W_{\bar{x}_i}$

Dans le cas de la moyenne de numéro d'ordre 6 (Surgident, 46,6), on pourra dire qu'elle ne diffère pas significativement des moyennes comprises entre $\bar{x}_6 - W_{\bar{x}_6} = 33.28$ et 46.6 et les valeurs comprises

dans cette étendue localisée seront soulignées.

Pour la moyenne $\bar{x}_5$ (Rubberloid, 39,7), l'étendue pour laquelle $\bar{x}_5$ ne diffère pas significativement est comprise entre 26.63 et 39.7. Pour la moyenne $\bar{x}_4$ (Permlastic, 28.2), l'étendue pour laquelle $\bar{x}_4$ ne diffère pas significativement est comprise entre 15.38 et 28.2. En d'autres termes, deux moyennes qui ne sont pas soulignées par une ligne commune dans le tableau ci-dessus diffèrent l'une de l'autre d'une manière significative avec une probabilité de 95 %.

Tableau I : Moyennes des déplacements mesurés sur chaque comparateur
et pour les 6 matériaux testés.

Moyenne et déviation standard des déplacements (en microns)										
Comparateurs	A		B		C		D		E	
	x	D.S.	y	D.S.	y	D.S.	x	D.S.	x	D.S.
Matériaux										
Rubber Loid	- 0.70	6.69	70.58	14.46	60.82	14.43	21.16	11.32	41.86	16.32
Surgident	-13.34	11.95	65.30	7.10	59.28	9.98	15.18	20.30	30.30	21.87
Coe-Flex	+ 3.24	5.68	18.44	8.73	18.20	7.18	31.56	12.34	30.62	8.03
Permbastic	+10.40	7.89	21.74	6.56	15.98	10.31	30.62	11.79	37.74	9.24
Impregum	+25.90	10.38	1.18	7.57	- 4.98	6.15	30.28	12.29	39.84	26.96
Xantropen	+29.38	15.66	1.44	19.17	-12.22	11.96	49.14	9.39	70.30	13.16

10 modèles pour chaque matériau

- 1) composante selon l'axe des x du vecteur l
- 2) composante selon l'axe des y du vecteur l

